

骨科应力遮挡的研究进展

Advance of studies on stress shielding in orthopaedics

卿茂盛 李全

QING Maosheng, LI Quan

【关键词】骨折固定术；应力，物理 【Key words】 Fracture fixation； Stress, mechanical

骨折的固定和坚强的内、外固定器等导致的应力遮挡一直是骨科界未能妥善解决的矛盾，应力遮挡导致的骨量丢失和骨结构不良使骨折愈合延迟或发生二次骨折也并不少见，因此，应力遮挡的生物力学研究以及其效应研究一直是该领域的重要问题。

1 应力遮挡问题在骨科学中的广泛存在

应力遮挡是骨科坚强内固定、外固定^[1]以及人工假体植入^[2]中，影响骨折愈合或手术成功的常见问题，是因高刚度固定物或假体的存在，使原作用于骨骼局部的应力大部分为固定物所承受，使骨折愈合或骨的生长缺乏应力刺激而导致骨重建负平衡，产生骨密度降低、骨结构紊乱和骨皮质、骨松质疏松^[3]等涉及骨材料性能方面的改变，以及产生髓腔扩大、皮质变薄等涉及骨的结构性能方面的改变，从而带来临床上骨折延迟愈合，甚至不愈合^[4,5]，固定器拆除后易发生二次骨折^[6]，以及人工假体植入远期失败^[2]等严重问题。四肢骨折的内固定和外固定、下颌骨折内固定^[7]、脊柱内固定^[3]以及人工股骨头置换中均存在应力遮挡问题。

关于应力遮挡对骨折愈合的问题，还存在另一种学术观点：认为坚强的内固定正是基于应力遮挡的原理，以消除外力对骨愈合造成的不利影响，如局部出现的扭力、拉力、剪力等，并认为“应力遮挡是一种功能上的需要”^[8]。但应力遮挡对骨折愈合造成的不利影响也是大量存在的临床事实。因此保证一期愈合所需要的坚强固定与随之而来的应力遮挡似乎是一对矛盾。所以将这两种观点综合来看，才能全面反映坚强内固定的特点。即在骨折固定的早期，由于坚强内固定材料的高刚度，使固定局部能够抵抗外力对骨折造成的不利影响，为骨组织的顺利愈合创造稳定的局部环境。对外力的这种作用，我们可以称之为“外力遮挡”。在骨折愈合的后期，骨的刚度已接近或达到生理骨的水平。此时，若固定物仍然存在，就会使作用于局部的应力大部分为钢板所承受，久之，钢板下骨就会得不到足够的应力刺激而出现骨代谢负平衡。从生物力学观点来看，应力遮挡对骨愈合产生不同效应的根本原因，是愈合骨自身力学性能的变化。早期，由于骨自身缺乏刚度，需要借助于固定物的刚度与周围的力学环境保持平衡。后期，骨自身的强度及刚度增大时，高刚度固定物的存在破坏了新

的平衡。因此，最理想的内固定应当是：固定早期高度稳定，并能够产生足够的压应力刺激，愈合后期则无应力遮挡。

而人工假体植入时的应力遮挡问题却稍有不同，如人工股骨头置换术中，股骨近端骨质吸收是造成手术远期失败的关键因素之一，研究证明这种骨质吸收主要是由应力遮挡造成的。人工股骨头植入后，改变了局部正常应力分布，使由股骨近端承受的应力部分经由髓内假体直接传至股骨远端，造成股骨近端应力遮挡，这种应力刺激改变，引起骨组织自我调节，重新塑形，以使局部骨组织应力场恢复到平衡。其结果造成股骨近端骨重建负平衡，发生骨质疏松，骨皮质变薄和假体松动。而且这种骨量丢失的程度从假体周围由近及远逐渐减弱，是与应力遮挡从假体周围由近至远依次变弱的趋势是一致的^[2]，这可由体外光测弹性应力测试及有限元分析证明^[9]。充分证明股骨假体周围骨吸收与应力遮挡密切相关。

2 解决应力遮挡问题的主要思路

2.1 固定材料的改进 传统的接骨板多为不锈钢材料，近年来材料的改进是采用弹性模量较低的合金材料与非金属材料。合金材料的研究有：镍钛形状记忆合金，37℃时，其弹性模量为 54.14 Gpa，为不锈钢的 1/4，镍钛形状记忆合金是一种在 4~7℃可变形，升温后又可回复降温前的形状和强度的合金，用其制成的环抱器应力遮挡率在板下为 50.81%，板对侧为 32.29%^[10]，而不锈钢的接骨板下应力遮挡率为 85.83%，对侧为 53.53%；另外，钴钼合金接骨板可使应力遮挡率比不锈钢接骨板在板下的弯曲应力下降 93%，板对侧骨下降 40%^[11]。在非金属材料方面的研究，有采用碳纤维增强复合材料可使板下骨和板对侧骨弯曲应力下降 40%~20%^[10]；另外就是生物可吸收材料，既在材料力学性能上减少了应力遮挡，又避免了再次手术，而且其对应力遮挡的减少是随着材料的吸收与愈合骨自身力学强度增加与逐渐减少的，是一种最有前途的内固定材料。但目前由于其强度问题，主要用于外载荷小的骨折固定^[12,13]。

2.2 固定器的设计 传统上固定钢板多为矩形截面的瑞士产 AO 板，国产天津板、北京板等，这类板在 20 世纪 60-70 年代应用最广。另是矩形截面的变厚度板，以 20 世纪 80 年代初徐莘香和施德广设计的梯形板为代表^[14]。现在的改进主要有三面固定槽形板，由槽形截面的板体和两侧的四个耳板构成，它通过较少的截面设计降低了应力遮挡；加压钢板，通

过加压器、张力带或自身加压设计进行应力补偿;应力松弛接骨板,是在接骨板与螺丝钉之间衬以粘弹性的高分子聚乙烯或橡胶垫圈,旨在通过垫圈的蠕变和疲劳损害使接骨板-螺钉系统的总体刚度逐渐下降,从而逐渐减轻接骨板对固定骨的应力遮挡作用,但这种逐渐变化的过程有一定的不确定性^[15-17];环抱器内固定,由于在骨折端保持较大的轴向压缩力,因而应力遮挡较少,而且与骨贴合较不紧密,有利于血供^[10,18];髓内钉内固定,应力遮挡小,但其抗扭作用差,且在安装过程中可对骨内膜及骨皮质血供造成进一步损害。

2.3 电场刺激 由骨组织压电原理^[19],以直流电场、间歇性周期电场等刺激骨折固定部位,以模拟应力对骨组织的压电效应,来对抗应力遮挡效应,已得一定的研究成果与临床疗效^[20,21]。

2.4 治疗方案的改进 适当的负重功能锻炼,掌握最佳的固定拆除时间^[1]等。

3 应力遮挡研究的常用研究方法

3.1 应力遮挡的生理病理学研究 在活体上施加不同的应力遮挡和对照措施,在骨愈合过程中观察 骨量变化,如骨矿灰重、双能 X 线骨密度测定,CT 扫描值测定,B 超直方图观察等^[1]; 与骨骼结构有关的各种分辨率形态观察,如 X 线照片、光镜、荧光显微镜、电子显微镜形态观察; 与各种骨骼细胞(如成骨细胞、破骨细胞、各种时相骨细胞、各种间充质细胞)形态、数量有关的细胞学观察^[17,18]。这些研究能较好地监测应力遮挡带来的骨量与形态结构改变,并能在细胞生物学水平对这种病理改变的机制做出解释,但不能在更细致的水平,精确分析应力遮挡的生物学效应和机制,以便更进一步认识病理机制和提出新的防治手段。

3.2 离体骨骼或模拟骨骼的生物力学研究 在离体折断骨或模拟骨骼上进行各种不同的固定,在轴向压力、弯曲力、扭转力等作用下,用静态电阻应变仪检测应变率或做三维有限元力学分析,以观察应力遮挡率^[4,10,22],也有作者创造性提出骨截面面积吸收率 和抗弯截面模量损失率,更能反映应力遮挡作用^[22]。

3.3 计算机模拟分析 采用骨再造理论和三维有限元分析等方法,用计算机模拟钢板等固定或植入后骨的再造行为,从而定量分析钢板对骨的应力遮挡效应^[22]。

以上后两种方法能快速地在材料选择上和形状设计上研究减少应力遮挡的方法。但这两种方法是把骨看成一种静态的、死的工程材料来分析,也没有肌肉等软组织存在和参与,因此这种理论计算得来的结果要放到在体实验中去检验。

4 应力遮挡机制有关的理论研究

1892 年提出的 Wolf 定律,活力对机械应力总是以对它最有利的结构反应产生形态改变来适应的,高应力刺激使骨改建向骨形成方向转化,低应力刺激使骨改建向骨吸收方向转化;1976 年 Cowin 提出骨再造理论——“适应性弹性”理论。该理论认为骨组织具有保持正常受力状态的应力-应变状态的能力。当应力-应变状态发生改变时将刺激骨组织产生适应性骨再造,以再次获得平衡应力-应变状态。同时 Cowin 把骨内部与表面再造分开,对于内部再造,骨只能增加或减少内外表面处的骨组织^[22]。这些理论对应力遮挡带来的骨再

造负平衡的原因和再造方式进行了一定水平的解释。

但这些关于应力遮挡带来的骨再造负平衡机制和方式的研究主要停留在大体形态结构的水平,或只是细胞数量和形态变化的层次,而对应力遮挡如何导致骨再造负平衡的分子机制,特别是基因水平的研究还是一个空白。这就限制了在认识和临床防治上减少应力遮挡不利影响的深入研究。

参考文献

- 1 陆应雄,石维强,沈小勤.组合式外固定器最佳拆除时间及有关问题探讨.中国矫形外科杂志,1995,2(4):231.
- 2 林剑浩,吕厚山,寇伯龙,等.股骨头假体置换术后假体周围骨量变化的观察.中华骨科杂志,1995,15(8):494.
- 3 辛兵,侯筱魁,李永刚.脊柱内固定器的应力遮挡.中国矫形外科杂志,2000,7(2):154.
- 4 刘献祥,陈鲁峰.螺钉力对股骨内固定应力遮挡影响的三维有限元分析.中国中医骨伤科杂志,1995,3(5):14.
- 5 朱兴华,何丽桥,王小迎,等.三面固定槽形板的应力遮挡效应.吉林工业大学学报,1995,25(1):101.
- 6 Andersen LD. Compression plate fixation and the effect of different type of internal fixation of fractures. J Bone Joint Surg (Am), 1965, 47:191.
- 7 卢军,斯方杰,李明,等.下颌骨坚强内固定应力遮挡作用的有限元力学分析.口腔颌面外科杂志,1995,5(1):23.
- 8 Perren SM. Physical and biological aspect to fracture healing with special reference to internal fixation. Clin Orthop, 1979, 138:175.
- 9 Engh CA, O'Connor D, Jasty M, et al. Quantification of implant micromotion strain shielding and bone resorption with porous coated AML prostheses. Clin Orthop, 1992, 285:13.
- 10 祖晓水,戴克戎,吴小涛,等.形状记忆锯齿环抱内固定器的稳定性研究.医用生物力学,1995,10(2):40.
- 11 Woo SL Y. Evaluation of one, two and three-dimensional finite element and experimental models of internal fixation plates. J Biomech, 1997, 10:79.
- 12 Bos RRM. Bioresorbable plates and screw for internal fixation of mandibular fracture. A study in six dogs. J Oral Surg, 1989, 18:365.
- 13 Dennis R, Tracy E. Skeletal development and bone functional adaptation. J Bone and Mineral Research, 1992, 7(suppl 2):389.
- 14 徐莘香,施德广.新型梯形加压钢板的设计及其力学原理.中国生物医学工程学报,1986,5(1):12.
- 15 王开友,戴克戎,薛文东.应力松弛接骨板对骨应力遮挡率影响的实验研究.医用生物力学,1995,10(4):224.
- 16 张先龙,戴克戎,汤亭亭.应力松弛板对固定段骨结构及力学性能影响的实验研究.中国临床解剖学杂志,2000,18(3):262.
- 17 戴阔,戴克戎,裘世静.应力松弛接骨板对骨改建影响的研究.中华外科杂志,1995,33(11):698.
- 18 吴小涛,戴克戎,祖晓水,等.环抱器与接骨板内固定对骨愈合及骨改建影响的比较研究.中华外科杂志,1995,33(8):481.
- 19 Hastings GW, Mahmud FA. Electrical effects in bone. J Biomed Eng, 1988, 10(11):515.
- 20 马庆智,娄思权,党耕町,等.间歇性周期电场对预防坚强内固定后局部骨质疏松的实验研究.中华物理医学杂志,1995,17(4):237.
- 21 娄思权,党耕町.直流电强电场刺激治疗骨折不愈合的临床观察与实验研究.北京医科大学学报,1993,25(4):267.
- 22 朱兴华,白凤德,董心,等.三面固定槽形内固定后股骨表面再造模拟.中国生物医学工程学报,1997,6(2):128.